

Centro Universitário Hermínio Ometto  
**UNIARARAS**

**RONALDO SOUBHIE**



**EFEITO COMPARATIVO DO TEMPO DE  
REDUÇÃO ELETROQUÍMICA DE FIOS  
ORTODÔNTICOS DE AÇO**

ARARAS/SP  
NOVEMBRO/2005

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Centro Universitário Hermínio Ometto  
**UNIARARAS**

**RONALDO SOUBHIE**  
**CIRURGIÃO DENTISTA**  
ronabravo@ig.com.br

**EFEITO COMPARATIVO DO TEMPO DE  
REDUÇÃO ELETROQUÍMICA DE FIOS  
ORTODÔNTICOS DE AÇO**

Dissertação apresentada ao Centro  
Universitário Hermínio Ometto –  
UNIARARAS, para obtenção do Título  
de Mestre em Odontologia, Área de  
Concentração em Ortodontia.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo de  
Oliveira Bozzo**

e-mail: **ricardobozzo@uniararas.br**

Co-Orientadora: **Prof. Dra. Alciara  
Young**

e-mail: **alciara@msn.com.br**

ARARAS/SP  
NOVEMBRO/2005

# FOLHA DE APROVAÇÃO

## DEDICATÓRIA

À DEUS por me dar bençãos diárias e força para seguir meu caminho.

Aos meus pais, Fuad e Nilza por me incentivarem para que eu nunca desista dos meus sonhos.

Aos meus irmãos Marcelo e Gustavo pela agradável convivência.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Centro Universitário Hermínio Ometto, representado pela Magnífica Reitora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Miriam Magalhães Oliveira Levada.

A Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa do Centro Universitário Hermínio Ometto, na pessoa do Prof. Dr. Marcelo Augusto Marreto Esquisatto.

Ao digníssimo Prof. Dr. Mário Vedovello Filho, Coordenador do Programa de Mestrado da Uniararas, por proporcionar que mais uma etapa da minha vida fosse concluída.

Ao Prof. Dr. Ricardo de Oliveira Bozzo, meu orientador, por transmitir seus conhecimentos.

À Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Alciara Young, sempre disposta a ouvir, e ajudar em todos os momentos.

Aos colegas, Raphael Alves Moreira e Walter Duart Pereira, por me ajudarem na realização da metodologia desse trabalho.

À equipe de funcionários do Centro Universitário Hermínio Ometto, pelo carinho e atenção que sempre me deram.

À empresa Metal Vander por ter cedido à máquina para a realização das pesquisas.

“ A vida inteira, a partir do momento em que nascemos, é um processo de aprendizagem.”

(Jiddu Krishnamurti)

## RESUMO

Essa pesquisa teve por objetivo avaliar a possibilidade da redução da espessura de fios ortodônticos retangulares (0,019" x 0,025") de aço da marca comercial Morelli® em função do tempo de exposição, por meio do processo eletroquímico (Anodização), verificar se o tempo para redução eletroquímica indicado pelo fabricante corresponde com a quantidade ideal da diminuição da espessura para o fio testado e indicar o melhor tempo para redução eletroquímica dos fios. Foram analisados fios ortodônticos de aço da marca comercial Morelli® com secção retangular de 0,019" x 0,025" que, de acordo com o tempo de exposição dos fios, foram formados seis grupos de corpos de prova, cada um composto por cinco corpos de prova: Grupo I - 10 segundos, Grupo II - 20 segundos, Grupo III - 30 segundos, o Grupo IV - 45 segundos, Grupo V - 60 segundos e Grupo VI - 90 segundos. O dispositivo de redução eletroquímica (anodizador) utilizado foram duas cubas de anodizador (Metal-Vander). Baseando-se na análise dos dados experimentais, constatou-se que ocorreu diferença significativa entre os grupos, exceto entre o G II com o G I e G III.

Palavras-chaves: Fios de aço / anodização / redução.



## **ABSTRACT**

This research had the aim to evaluate the possibility of reduction of the thickness of rectangular orthodontic steel wires (0,019 x 0,025) of the commercial mark Morelli by the exposition time, from the electrochemical process, to verify if the time for the electrochemical reduction indicated by the manufacturer correspond to the right amount of the reduction of the thickness for the wire tested and indicate the best time for the electrochemical reduction. Were analysed orthodontic steel wires from commercial mark Morelli with rectangular section of 0,019 x 0,025, in agreement with the time of wire exposition, were formed six groups of bodies tests, each made by five bodies tests: Group I - ten seconds, Group II - twenty seconds, Group III - thirty seconds, Group IV - forty - five seconds, Group V - sixty seconds and Group VI - ninety seconds. The electrochemical reduction devices used were two (Metal - Vander). Based on the analysis of the experimental data, was evidenced that the significative difference among the groups happened, except between the G2 with the G1 and G3.

Keys Words: Steel wires / hard anodizing / reduction.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Corpos de prova.....	28
Figura 2 - Cronômetro Herweg <sup>R</sup> modelo 8900.....	29
Figura 3 - Anodizador Metal Vander.....	30
Figura 4 - Corpo de prova imerso no ácido ortofosfórico 75%.....	31
Figura 5 - Micrômetro Digital MDC-Lite.....	32

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de rigidez transversal para as várias dimensões dos fios redondos de aço inoxidável.....	15
Tabela 2 – Valores de rigidez transversal dos fios retangulares de aço inoxidável.....	15
Tabela 3 – Média entre os grupos de corpos de prova.....	34
Tabela 4 – Análise de variância para a medida 1.....	34
Tabela 5 – Diferença entre os grupos.....	35
Tabela 6 – Análise da variância para a medida 2.....	35
Tabela 7 – Diferenças entre os grupos.....	35

## SUMÁRIO

Resumo.....	6
Abstract.....	7
Lista de Ilustrações.....	8
Lista de Tabelas.....	9
1. Introdução.....	11
2. Objetivos.....	12
3. Revisão da Literatura.....	13
4. Material e Métodos.....	28
4.1 Material.....	28
4.2 Métodos.....	29
4.2.1 Preparo dos corpos de prova.....	29
4.2.2 Regulagem do dispositivo de redução eletroquímica (anodizador).....	30
4.2.3 Procedimento de redução eletroquímica.....	31
4.2.4 Procedimento de mensuração das dimensões dos corpos de prova (pré e pós-redução).....	32
4.3 Metodologia estatística.....	33
5. Resultados.....	34
6. Discussão.....	36
7. Conclusões.....	38
Referências Bibliográficas.....	39

# 1. INTRODUÇÃO

Dentre as técnicas de fechamento de espaços, algumas vem se destacando especialmente por tornar os procedimentos mecânicos dentro da Ortodontia cada vez mais aprimorados.

Existem técnicas que utilizam alças, contudo frente à grande quantidade de adeptos do aparelho pré-ajustado, a mecânica de deslize vem se destacando. Esta mecânica consiste na movimentação dentária guiada pelos bráquetes através dos fios ortodônticos.

A dificuldade de manutenção de uma posição relativamente estável da unidade de ancoragem (HIXON et al. 1970) encontra-se diretamente ligada às forças utilizadas, variando de acordo com a natureza do movimento; se aplicado contra a cortical óssea ou osso esponjoso; idade dos indivíduos (jovens ou adultos); o comprimento da raiz dos dentes movimentados e do grau de fricção encontrado entre o fio ortodôntico e o bráquete (RAJCICH; SADOWSKY, 1999).

O aço inoxidável tem vantagem que justificam sua permanência no mercado de trabalho, seu custo reduzido em relação ao ouro, também a sua boa flexibilidade, a biocompatibilidade, o baixo atrito superficial devido à alta polidez, a boa formabilidade e a possibilidade de confecção de todos os tipos de dobras, e também a soldagem.

A redução eletroquímica da espessura dos fios ortodônticos de aço inoxidável utilizados para retração anterior permite maior perda de ancoragem dos dentes do segmento do arco metálico onde este procedimento é realizado.

A necessidade de avaliar o comportamento frente a diferentes tempos de exposições de fios retangulares de aço por intermédio do processo de redução eletroquímica (anodização), pode proporcionar parâmetros adequados para realização deste processo.

## 2. OBJETIVOS

O objetivo da presente pesquisa consiste em:

- a) Avaliar a possibilidade da redução da espessura de fios ortodônticos retangulares (0,019" x 0,025") de aço da marca comercial Morelli® em função do tempo de exposição, por meio do processo eletroquímico (Anodização).
  
- b) Verificar se o tempo para redução eletroquímica indicado pelo fabricante corresponde com a quantidade ideal da diminuição da espessura para o fio testado.

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

HOLDAWAY (1952) sugeriu a incorporação de angulações nos bráquetes substituindo as dobras de segunda ordem nos fios de nivelamento. Segundo o autor, os bráquetes devem ser angulados para compensar a folga do fio ortodôntico dentro de suas canaletas nos dentes submetidos a maiores movimentações. Este artifício também pode ser empregado no preparo de ancoragem e na substituição das dobras artísticas, resultando numa inclinação mais divergente dos longos eixos dentários, e proporcionando uma anatomia mais natural, principalmente no segmento ântero-superior do arco dentário.

EARNSHAW (1956) analisou ligas de Co-Cr usadas na odontologia. Confirmou a formação de uma matriz sólida de aproximadamente 70% de Co e 30% de Cr, podendo haver limitada substituição do Co por Ni e, dessa maneira, conduzia a uma diminuição da temperatura de fusão. Observou que o conteúdo de carbono exercia pronunciado efeito sobre a dureza e resistência e elementos como Cr eram essenciais para a resistência a manchas e propriedades mecânicas básicas. Notou que como os carbonetos eram as últimas fases da liga a solidificarem-se, eles estariam situados interdendriticamente e, nesta posição, seriam amplamente responsáveis pela dureza e resistência. Quando comparadas às ligas de ouro, as ligas de Co-Cr possuem menor resistência a tração e fadiga, maior módulo de elasticidade, dureza e resistência a abrasão, são mais susceptíveis a deformação permanente e possuem aproximadamente a metade do peso específico. Também apresentam alta temperatura de fusão e grande contração de fundição.

O preparo de ancoragem proposto por TWEED (1941) foi modificado em 1960 por JARABAK que utilizou forças leves e contínuas derivadas de fio de alta flexibilidade com a finalidade de preservar todos os aspectos biológicos e fisiológicos envolvidos. Em 1982, BURSTONE por meio de sua técnica do arco segmentado, aplicou forças relativamente leves e constantes com controle razoável sobre as unidades de ancoragem.

VIEIRA (1965) definiu termos importantes para facilitar a compreensão da significância das propriedades físicas e mecânicas, tais como: Módulo de

elasticidade, Módulo de Young ou rigidez – relação entre tensão e deformação para o intervalo de tensões, o qual vai até o limite de proporcionalidade, este caracterizado pelo valor máximo da tensão, acima do quais as tensões aplicadas não mais serão proporcionais as deformações. Assim, um material com alto módulo de elasticidade indica que, para grandes tensões, apresentara pequenas deformações elásticas; Alongamento, ductilidade ou maleabilidade – capacidade de apresentar grandes deformações permanentes, quando sob tensões de tração, sem fraturar-se. Nesse caso, mede-se o aumento do comprimento em relação ao comprimento inicial, após a fratura, ou seja, mede-se a resistência a fratura. Dessa forma, uma substância dúctil é capaz de sofrer deformações permanentes, relativamente grandes, sem fraturar-se; Dureza – pode ser interpretada como resistência a deformação permanente, ou resistência a penetração; menos precisamente, como resistência ao corte ou ao risco, ou ainda, resistência ao desgaste. Não existe uma relação definida entre dureza e resistência ao corte ou ao desgaste devido a falta de homogeneidade dos materiais, os quais podem ter constituintes diversos; Tenacidade ou resiliência – capacidade de um material absorver energia sem que ocorra fratura. É uma propriedade oposta a fragilidade; Encruamento – fenômeno resultante do trabalho mecânico a frio; e estudado em metalurgia; Coeficiente de expansão térmica – medida da alteração dimensional quando um material é submetido a variações térmicas; Densidade ou peso específico – relação entre o peso de um material e seu volume. A densidade do Au é 19,32, e do Co é 8,9; Temperatura de fusão – temperatura mínima necessária para a alteração do estado sólido para o estado líquido de um material.

HIXON et al. (1970) ressaltaram a relevância da ancoragem em Ortodontia principalmente na resistência à movimentação dentária indesejável. Como toda força ortodôntica é recíproca, dobras poderiam ser confeccionadas nos fios para produzir movimentação de corpo dos dentes, em vez de inclinação. Os autores sugeriram que a ancoragem pode ser incrementada quando um número maior de dentes é incorporado ao arco dental.

Segundo BARTON (1972), a primeira sugestão do uso de elástico data de 1800 por CELLIER, para prevenir a luxação da mandíbula os elásticos foram introduzidos de fato na ortodontia em 1875, quando KINGSLEY aplicou força extrabucal diretamente sobre os dentes anteriores.



BURSTONE (1982), devido interesse dos C.D. clínicos gerais estão na rigidez relativa dos fios, desenvolveu uma tabela para material e rigidez em relação à espessura do fio. O número de rigidez da espessura (Cs) de um fio de aço inoxidável com o diâmetro de 0,1mm (0,004") foi utilizado como padrão. Um fio de 0,006" tem uma rigidez da espessura (Cs) de 5,0, o que significa que ele libera cinco vezes mais força do que um fio de 0,004" , pela mesma quantidade de ativação. (Tabelas 1 e 2)

**Tabela 1 – Valores de rigidez transversal para as várias dimensões dos fios redondos de aço inoxidável**

<b>Fios redondos – aço inoxidável</b>		
<b>Secção transversal</b>		<b>Rigidez transversal</b>
<b>Polegadas</b>	<b>Milímetros</b>	
0,004	0,102	1,00
0,010	0,254	39,06
0,014	0,356	150,06
0,016	0,406	256,00
0,018	0,457	410,06
0,020	0,508	625,00

**Tabela 2 – Valores de rigidez transversal dos fios retangulares de aço inoxidável**

<b>Fios retangulares – aço inoxidável</b>			
<b>Seção transversal</b>		<b>Rigidez transversal</b>	
<b>Polegadas</b>	<b>Milímetros</b>	<b>1 ordem</b>	<b>2 ordem</b>
0010 x 0,020	0,254 x 0,0508	530,52	132,63
0,016 x 0,022	0,406 x 0,559	1129,79	597,57
0,018 x 0,025	0,457 x 0,635	1865,10	966,86
0,021 x 0,025	0,533 x 0,635	2175,95	1532,35
0,0215 x 0,028	0,546 x 0,711	3129,83	1845,37

ROSSATO; MARTINS; ALVES (1983) avaliaram o tipo de movimento dentário efetuado pelos caninos durante sua distalização, comparando os bráquetes edgewise com encaixe de 022" x .028" para colagem direta, com bráquetes para exodontia da técnica straight-wire nos caninos e primeiros molares. Para cada padrão foram confeccionados dois arcos de fios retangulares sendo um de .021" x .025", e outro de .018" x .025", adaptados passivamente no encaixe dos acessórios; com o segmento posterior de todos os padrões conjugados com fio amarelo .008". As forças foram aumentadas,

gradativamente, através de dois métodos, sendo o primeiro, através de um amarrilho metálico de .010” preso aos bráquetes e um segundo, através de amarrilho metálico .010” preso aos “Power Arms” dos caninos e primeiros molares. No método convencional o canino apresentou um movimento de inclinação com a mesma se acentuando com fios leves, em forças de alta magnitude; enquanto que no método com o “Power Arm”, o canino apresentou uma tendência para o movimento de corpo, com a espessura do fio e magnitude de força não interferindo nesta tendência .

NIKOLAI (1985) relatou a definição de mecânica como sendo o ramo da física clássica que descreve e prevê o repouso ou movimento de partículas sujeitas à aplicação de uma força. Segundo o autor, a mecânica ortodôntica não é fundamentalmente diferente deste conceito, uma vez que, forças de determinadas magnitudes, aplicadas aos dentes por certo tempo, provocam deslocamento dos mesmos. Concluiu que a aplicação de princípios e procedimentos de engenharia na avaliação dos efeitos da atuação de um aparelho ortodôntico é de grande valia, que a combinação de mecânica e biologia dento-facial se faz necessária para melhor compreensão da distribuição e transmissão de forças ortodônticas aos dentes e tecidos de suporte.

GARNER; ALLAI; MOORE (1986) estudaram as forças friccionais de um arco contínuo simulando a força necessária para a retração de caninos sobre os fios de nitinol, beta-titânio e de aço. Os resultados exibiram necessidade de força em gramas significativamente maior para a retração de caninos com os fios de betatitânio e nitinol, quando comparados com os fios de aço.

Segundo MIURA (1986) os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de Ni-Ti do grupo ativo (A-NiTi), suplantando os M-NiTi por oferecerem a singular vantagem da superelasticidade

STANNARD; GAU; HANNA (1986) analisaram os coeficientes de fricção cinéticos para o aço inoxidável, o beta-titânio, o níquel-titânio, e os fios do arco do cobalto-cromo os quais foram medidos em um aço inoxidável ou em uma superfície lisa do Teflon. Um instrumento universal de teste de materiais foi usado para puxar o fio retangular de .0.017” X 0.025” polegadas através de uma superfície controlada de ligação pneumática. Os coeficientes de fricção foram determinados sob condições secas e úmidas (saliva artificial). Os autores

verificaram que os fios de beta-titânio de aço inoxidável que deslizam de encontro ao aço inoxidável, e o fio de aço inoxidável no Teflon exibiram consistentemente os valores mais baixos de fricção seca. A saliva artificial aumentou a fricção para os fios de aço inoxidável, de beta-titânio, e de níquel-titânio que deslizam de encontro ao aço inoxidável. A saliva artificial não aumentou a fricção para o cromo-cobalto, ou para o aço inoxidável que deslizam de encontro ao aço inoxidável, ou de encontro ao fio de aço inoxidável no Teflon, comparados à condição seca. Concluíram que os fios do aço inoxidável e do beta-titânio que deslizam de encontro ao aço inoxidável e de encontro ao fio de aço inoxidável no Teflon mostraram os valores mais baixos da fricção para a condição molhada.

QUINTÃO (1987) realçou a importância de se escolher corretamente um fio ortodôntico durante determinada fase do tratamento, devendo ser analisado conjuntamente os módulos de resiliência e de elasticidade. Encontrou ainda que existe grande variação do limite elástico, da resiliência e do módulo de elasticidade para os diversos tipos de fios correntemente utilizados em ortodontia.

THOMPSON (1988) numa combinação de técnica de ancoragem com a utilização de dois tipos de bráquetes, avaliou algumas variantes, tais como: ancoragem (dinâmica ou estática); tipo de movimento (inclinação ou de corpo); técnica ortodôntica (arcos contínuos ou seccionados); resistência à ancoragem (um ou mais dentes); e modalidade de intervenção (dental ou esquelética); relatando que alguns recursos aumentaram a capacidade de movimentação dental, efetivando o controle da ancoragem. Esses recursos diziam respeito à combinação de técnicas ortodônticas com os avanços obtidos: nos próprios bráquetes, na adição de fios trançados, no emprego de arcos de estabilização, e de arcos seccionados.

KESLING (1989) preconizou que a utilização de bráquetes com modificação no encaixe e o controle de ancoragem ocorreria pelo preparo de ancoragem, facilitando pelo encaixe dos bráquetes e uso de elásticos de Classe II leves, dispensando os aparelhos auxiliares.

Segundo KAPILA et al. (1990), na revisão feita sobre ligas ortodônticas correntemente em uso, citaram suas propriedades mecânicas e aplicações clínicas. As propriedades mecânicas desses fios são obtidas, geralmente, pelos

ensaios de tração, dobramento e torção. Apesar das características dos fios, determinadas por esses ensaios não refletirem totalmente os seus comportamentos sob as condições clínicas, eles fornecem as bases para comparação. Devido ao grande espectro das propriedades dos fios ortodônticos, o seu uso pode ser mais bem direcionado pela seleção de um tipo de fio adequado para uma situação clínica específica. Sobre os fios de titânio-molibdênio os autores relataram que estas ligas metálicas podem sofrer deflexão quase duas vezes maior do que os fios de aço inoxidável sem deformações permanentes. Isto permite maior campo de ação e é ideal para o alinhamento inicial do dente. Os fios de titânio-molibdênio também liberam metade da quantidade de força se comparados aos fios de aço inoxidável; por exemplo, um fio de 0,018" x 0,025" de titânio-molibdênio libera aproximadamente a mesma força do que um fio de aço inoxidável 0,014" x 0,020" numa ativação de segunda ordem. A primeira configuração tem uma vantagem adicional de preencher totalmente o bráquete resultando em maior controle de torque do que o fio de aço inoxidável mais fino. A boa capacidade de forma dos fios de titânio-molibdênio permite que alças e "stops" sejam dobrados no fio.

IRELAND; MACDONALD; SHERRIFF (1991) confeccionaram, com objetivo de observar a influência da fricção durante a retração por mecanismos deslizantes, um modelo de segmento bucal para comparar a fricção de bráquetes de aço e de cerâmica utilizando-se fios de aço e de níquel-titânio de dois diâmetros diferentes e ainda um fio polimérico experimental. Comprovaram que os bráquetes de aço demonstraram menor resistência friccional do que os bráquetes de cerâmica e os fios de aço apresentaram menor atrito do que os de níquel titânio.

TANNE et al. (1991) compararam as diferenças existentes na movimentação dentária entre os fios ortodônticos e vários tipos de bráquetes cerâmicos e metálicos, durante a retração de caninos superiores. Encontraram que a quantia de movimentação dentária produzida pelos bráquetes cerâmicos foi significativamente menor que o produzido pelos bráquetes metálicos. Dessa forma, concluíram que a natureza dos bráquetes poderia afetar a eficiência do movimento dentário ortodôntico.

SCHUMACHER; BOURAUUEL; DRESCHER (1991) simularam a retração de caninos com arco contínuo e a influência sobre os mesmos: da dimensão dos fios, do elemento de geração das forças (elásticos correntes, molas de retração, ganchos, molas verticais), da largura dos bráquetes e da posição do centro de resistência dos dentes sobre a efetividade da distalização de caninos. Fios de aço, níquel-titânio e multi-trançados foram testados. Sobre o encaixe .018", os fios de calibre .016" x .022" foram os que apresentaram melhores resultados. A retração de caninos com elásticos correntes e molas de níquel-titânio foram as preferidas pela constância da ativação; contudo, quando foram utilizados ganchos de força ou molas verticais, movimentos de corpo foram verificados, embora contra isso existisse um aumento no atrito entre o fio e o encaixe dos bráquetes.

BEDNAR; GRUENDEMAN; SANDRIK (1991) avaliaram através de um estudo "*in vitro*" da retração de canino, a diferença na resistência friccional (produzida pelo atrito) entre fios ortodônticos de aço inoxidável e bráquetes de aço e cerâmica com elastiques, aço e autoligação. Cada slot do bráquete media 0,018" x 0,025". Os fios ortodônticos usados mediam 0,014", 0,016", 0,018", 0,016" x 0,016"., e 0,016" x 0,22" em aço inoxidável. Um aparato para testes foi projetado para tentar simular situações clínicas nas quais os dentes inclinam-se ligeiramente enquanto eles deslizam ao longo dos fios ortodônticos. Concluiu sob tais condições, que o bráquete de aço autoligante não demonstrou menos fricção que os bráquetes de aço inoxidável amarrados por elásticos ou por ligaduras de aço. Para a maioria dos tamanhos de fio, os bráquetes de cerâmica amarrados por elastiques demonstraram a maior fricção quando comparados com outras combinações técnicas de amarração dos bráquetes.

MOORE; WATTERS (1993) estudaram o sistema de força operante entre o bráquete e o fio nos mecanismos de deslize. Utilizaram uma teoria simples, com o objetivo de se fornecer maiores informações quanto à causa da inclinação do bráquete. Os resultados foram verificados em um sistema de modelo aumentado, alcançando-se uma conformidade satisfatória entre o experimento e a teoria. Mostrou-se que para certa inclinação do bráquete o binário varia não somente com a rigidez de flexão do fio, a largura do bráquete

e o comprimento do arco, mas também com a posição do bráquete ao longo do mesmo.

MELING; ODEGARRD; MELING (1994) afirmaram que como resultado da falta de padronização dos materiais ortodônticos, os fios retangulares com extremidade variantes, devido em parte às técnicas diferenciadas de fabricação, estão disponíveis comercialmente. Para fios claramente circulares, os fabricantes anunciam as vantagens de conforto maior do paciente assim como uma fricção reduzida.

KLUMP et al. (1994) pesquisaram a proporção de energia necessária para a movimentação dentária, relacionando rigidez e flexibilidade dadas pelos fios de aço utilizando-se de fios de 0,016" de diâmetro de 3 tipos de ligas metálicas diferentes: aço inoxidável, cobalto-cromo-níquel e titânio, provenientes de 5 diferentes marcas. Os resultados obtidos permitiram evidenciar diferenças entre os vários tipos de fios ortodônticos, com respeito à energia armazenada e suas relações com rigidez ou flexibilidade do fio. Os autores verificaram que as ligas de níquel-titânio são as que apresentam a mais baixa resistência à deflexão e a maior capacidade de armazenar carga, devendo ser utilizadas nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento. Para a fase de retração dos incisivos, as ligas com maior resistência à deflexão, como as de aço inoxidável, são as preferidas. Para a finalização do tratamento, em que se requer refinamento dos detalhes, como corrigir angulações de dentes, torque e discrepâncias verticais, indicam as ligas de titânio-molibdênio, não descartando também as ligas de cromo-cobalto e as de aço inoxidável.

BURSTONE (1995) descreveu os tipos de movimentos ocorridos com o uso da mola de titânio-molibdênio com secção transversal de 0,017" x 0,025", cuja configuração apresenta uma alça em T grupo B para retração em massa do segmento anterior e protração do posterior. Quando ativada em 6 mm, a relação momento-força é de 6, com força de 341,1g, como mostra a Tabela 4. Para a correta utilização dessa mola é necessário pré-ativar suas extremidades, o que produzirá a ação de momento de uma força. Essas características clínicas estão intimamente relacionadas com as características químicas, microestruturas e mecânicas dos fios ortodônticos. Sendo assim, torna-se importante o conhecimento físico-químico e estrutural das ligas metálicas.

TAYLOR; ISON (1996) adaptaram um modelo com um bráquete molar, um ou dois bráquetes pré-molares para simular os segmentos bucais e uma máquina de testes Instron para verificação das forças de atrito sob três tipos de bráquetes de 0.022" x 0.028": bráquetes pré-molares em aço inoxidável pré-ajustados (Standard Straight Wire TM , bráquetes Activa TM e bráquetes Speed TM) combinados com cinco tamanhos de fios (0.018", 0.020", 0.016" x 0.022", 0.018" x 0.025" e 0.019" x 0.025" pol). Os bráquetes Activa produziram o menor atrito em relação a todos os fios testados. Os bráquetes Speed TM com fios arredondados demonstraram pequena força de atrito enquanto que os fios retangulares promoveram aumento para forças maiores, em níveis semelhantes àqueles registrados com os dois bráquetes Standard Straight Wire TM.

Em 1997, VOUDORIOUS verificou que os bráquetes autoligantes, ambos, com braços labiais ativos e passivos, produziram menos fricção que os bráquetes convencionais em associação com as ligaduras de aço. Nesse mesmo ano READ-WARD; JONES; DAVIES (1997) identificaram que os bráquetes autoligantes produziram menos fricção somente sob certas condições. Os bráquetes SPEED (Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá) em particular, produziram baixa fricção em fios circulares (redondos), entretanto, verificaram que a fricção aumentou consideravelmente com os fios retangulares.

CORRER SOBRINHO (1997) comparou a resistência à tração de fios de aço inoxidável unidos com soldas de prata e super micro ponto. Realizou seis soldagens para cada uma das soldas estudadas, com cada tipo de fio de aço inoxidável, de 0,017", 0.018", 0,20" e 0.021" X 0,025", totalizando 48 amostras. A soldagem com prata foi efetuada com maçarico gás-ar Miniflam, utilizando fundente Rock Mountain,40. A soldagem com super micro ponto foi efetuada com o aparelho Kernit-2700. As amostras foram submetidas ao ensaio de tração numa máquina Otto Wolpert-Werke, com velocidade de 6 mm/segundo até a ruptura da soldagem. A soldagem com prata apresentou valores de resistência à tração superiores aos da soldagem com super micro ponto, com resultados estatisticamente significantes ao nível de 5 por cento. Entretanto, para ambos os tipos de soldas, o autor verificou que a resistência à tração não

apresentou diferença estatisticamente significativa, quando foi considerado o fator espessura dos fios, com exceção do fio 0,021".

OUCHI et al. (1998) utilizaram correntes elásticas do primeiro molar até a distal dos incisivos laterais para estudar a deflexão de dois tamanhos diferentes de fios de aço inoxidável (fios SS) de 0.016" x 0.022" e 0.019" x 0.025" em relação às forças de retração aplicadas aos fios durante a retração anterior com mecanismos de deslize. Concluíram que a aplicação da força provocou deflexão de ambos os fios (0.016" x 0.022") e ( 0.019" x 0.025"). O grau de deflexão aumentou quase que proporcionalmente à força de retração aplicada. Com a mesma força de retração, ainda observaram que o grau de deflexão do fio ( 0.019" x 0.025") foi de aproximadamente 47.1% do grau de deflexão do outro fio ( 0.016" x 0.022").

BOURAUUEL; DRESCHER; SCHUMACHER (1999) investigaram "*in vitro*" a influência de diferentes designs de bráquetes sobre os mecanismos de deslize. Cinco bráquetes de aço inoxidável de formas diferentes foram avaliados (Discovery TM, bráquete Viazis TM e Omni Arch TM) comparando o sistema de slot de 0.022". O Sistema de Simulação e Medição Ortodôntica (OMSS TM) foi utilizado para quantificar as forças aplicadas. Uma retração simulada de canino foi executada, utilizando-se fios contínuos com as dimensões de 0.019" x 0.025" (Standard Steel, Unitek) e 0.020" x 0.020" (Ideal Gold, GAC). A comparação dos bráquetes revelou perdas induzidas pelo atrito variando de 20 a 70%, com vantagens bem definidas resultantes dos tipos de bráquetes recém-desenvolvidos. Entretanto, uma tendência aumentada quanto às perdas niveladoras em termos de angulação distal (máximo de 15°) ou torque vestibular de raiz (máximo de 20°) foi registrado, especialmente com aqueles bráquetes que davam ao fio uma mobilidade elevada devido aos seus formatos ou à falta de fio de ligadura.

PONCE (2000) observou que a quantidade de fricção existente durante a retração dos caninos é relevante quando o movimento é realizado por deslizamento. O deslocamento do canino, ao longo do fio, gera atrito entre ambos, com esta resistência modulada pela rugosidade do fio; espessura do fio; material de constituição dos bráquetes; angulação entre o bráquete e o fio; e o tipo de ligadura. Caberia ainda ressaltar que o aumento da fricção,



produziria retardo ou impedimento do movimento ortodôntico e perda de ancoragem

BERGER (2000) usou uma combinação de círculo e fios de aço inoxidável 0.016" x 0.022" e verificou que os bráquetes tipo SPEED produziram consistentemente menos fricção quando comparados aos bráquetes de aço inoxidável com ligação de aço ou elastomérica. Os resultados presentes sugerem, contudo, que quando os bráquetes tipo SPEED são usados em combinação com os fios de aço inoxidável .0.019" x 0.025" suas propriedades friccionais podem ser menos favoráveis.

FERREIRA (2000) avaliou os esforços gerados pelo arco de intrusão dos incisivos inferiores, por meio de simulações numéricas computacionais, utilizando o método dos elementos finitos. Um modelo matemático tridimensional foi desenvolvido e avaliou-se a influência da variação da liga e secção transversal do fio, e da dobra de ativação distal nos esforços gerados sobre os molares e incisivos. Foram analisados fios de aço inoxidável, cromo-cobalto e titânio-molibdênio, fios de seção transversal de 0.016" x 0.016", 0.016" x 0.022", 0.017" x 0.022", 0.017" x 0.025", 0,018" x 0.025", 0.019" x 0.026" e 0.021" x 0.025" , e dobras de ativação distal de 15, 30 e 45 graus. Foi verificado que os esforços por diferentes materiais possuem uma relação direta de proporcionalidade com os valores do módulo de elasticidade. Observou-se uma influência nos esforços bastante variada com relação a mudança das dimensões do fio, sendo diferente para cada direção e tipo de esforço considerado. Quanto à influência da variação da dobra distal de ativação verificou-se que, para a maioria das combinações testadas dobras entre 15 e 30 graus são suficientes para gerarem forças sobre os incisivos e molares. Estas informações devem ser consideradas como guias para alcançar o sistema de esforços mais adequado a ser empregado nesta técnica, evitando absorções radiculares, movimentos indesejáveis e a perda de ancoragem.

THORSTENSON; KUSY (2001) avaliaram superioridade dos bráquetes livre de fricção em termos de força de fricção obtida. Foi relatada que a força de fricção dos bráquetes Livres de Fricção (*Friction Free*) foi descrita como "abaixo das medidas mínimas da máquina". Esta redução significativa da força de fricção estática é provavelmente devido à combinação da ligação única de par único e o material no modelo do slot. Contudo, a ligação de par único de

asa (*wing*) (*Synergy*) nem sempre produz uma fricção menor do que o convencional 2 pares de asas (*wing*) (NU-Edge). Além disso, os bráquetes Nu-Edge foram os segundos melhores na redução da força de fricção estática. De acordo com o fabricante, a redução de fricção é resultado do uso de uma liga de cromo-cobalto de alta tecnologia que tem um coeficiente de fricção menor comparado com as outras ligas de bráquete.

SHIMUZU et al. (2002) estudaram os sistemas de forças das alças Bull e T quando centralizadas no espaço interbraquetes e as alterações nos sistemas de forças de ambas as alças, variando-se as secções transversais dos fios ortodônticos e as intensidades de ativações e pré-ativações. Foram submetidas aos ensaios mecânicos 160 alças para fechamento de espaços, 80 alças Bull e 80 alças T, construídas com fios de aço inoxidável 18/8 da marca comercial UNITEK, utilizando-se quatro diferentes secções transversais, .017" x .025", .018" x .025", .019" x .025" e .021" x .025", e quatro diferentes intensidades de pré-ativações 0°, 20°, 30°, 40°. O ensaio mecânico foi realizado utilizando-se um transdutor de momentos acoplado ao indicador digital para extensometria e adaptado à máquina universal de ensaio Instron. Os resultados indicaram que a inserção das dobras de pré-ativações aumentou significativamente as magnitudes de forças geradas pelas alças Bull, o mesmo não ocorrendo para as alças T; as alças T geraram proporções Carga/Deflexão mais baixas que as alças Bull, conseqüentemente proporcionando magnitudes de forças mais constantes durante sua desativação; as alças T geraram altas proporções Momento/Força, desta forma proporcionando movimentos por inclinação descontrolada, por inclinação controlada, translação e movimento radicular, enquanto as alças Bull proporcionaram apenas movimento por inclinação descontrolada; avaliando os sistemas de forças gerados por ambas as alças, as alças T apresentaram resultados mais satisfatórios.

VANZIN et al. (2003) avaliaram o coeficiente de atrito estático dos bráquetes metálico (aço inoxidável); estético com slot metálico ( policarbonato reforçado com cerâmica e slot de aço inoxidável) e estético sem slot metálico (cerâmica alumina policristalina), quando utilizados com fios ortodônticos retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio. Para isso, desenvolveram um equipamento de teste, onde quatro bráquetes foram posicionados sobre dois segmentos de fios, que estavam fixados numa estrutura de alumínio. Foi

realizado o tracionamento dos bráquetes e no momento em que entraram em movimento, o coeficiente de atrito estático foi registrado. Foram realizados três testes para cada combinação de bráquete e fio. Para determinar se houve diferença estatisticamente significativa, os valores obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA), com intervalo de confiança de 95 por cento. Pode-se concluir que os coeficientes de atrito estático dos bráquetes metálico e estético com slot metálico foram semelhantes, e o bráquete estético sem slot metálico apresentou maior coeficiente de atrito estático que o bráquete metálico, quando utilizados fios de aço inoxidável e níquel-titânio, mas esta diferença não foi significativa quando utilizado o bráquete estético sem slot metálico; a combinação do fio de aço inoxidável com os bráquetes metálico e estético com slot metálico apresentou o menor coeficiente de atrito estático; e a combinação do fio de níquel-titânio com os bráquetes estéticos, com e sem slot metálico, apresentou o maior coeficiente de atrito estático.

HAIN; DHOPATKAR; ROCK (2003) investigaram os efeitos do método de ligação sobre a fricção para avaliar a alegação dos fabricantes que os novos módulos elastoméricos lisos reduzem a fricção na interface fio/módulo. Os resultados mostram que, quando o alinhamento bráquete/fio é controlado cuidadosamente, o grau de fricção gerado na interface módulo/fio é afetado pelo tipo de módulo, estado de umidade, tipo de bráquete e configuração do nó. Mostram também que a força friccional estática é maior em ambos os estados, seco e lubrificado, com módulos regulares mais do que com os novos módulos de fixação. Fica claro a partir resultados presentes que os nós(laços) elastoméricos de fixação novos reduzem significativamente a fricção estática na interface fio/módulo. Contudo, quando consideramos a fricção total gerada na interface fio/bráquete numa situação clínica, outros fatores que não a ligação também estão envolvidos, incluindo a ligação entre fio e bráquete conforme os dentes são movidos através de uma série de fases de inclinação e perpendicularização.

HARARI et al. (2003) utilizando cinco diferentes marcas de bráquetes com “atrito reduzido”, avaliaram a força de atrito estática entre fios e bráquetes durante o uso de mecanismos de deslize. Descobriram diferenças significantes quanto às forças de atrito estáticas dos cinco grupos de bráquetes estudados,

concluindo que todos os bráquetes oferecem “atrito reduzido”, muito embora os fabricantes os descrevam assim.

REDLICH et al. (2003) avaliaram a força da fricção entre fios e suportes durante os mecanismos de deslize através de cinco tipos diferentes de bráquetes: grupo A: NuEdge (Ortodontia do Tp, LaPorte, Ind); grupo B: Discovery (Dentaurum, Ispringen, Germany); grupo C: Synergy (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo); grupo D: Friction Free (American Orthodontics, Sheboygan, Wis); e grupo E: TIME, um bráquete autoligante (American Orthodontics). O Grupo F (Omni Arch, GAC International, Bohemia, NY) serviu como um grupo de controle. Cada grupo foi composto de 75 bráquetes de aço inoxidável com .022” x.028” slot. Três fios de aço inoxidáveis foram testados: .018”, .018” x.025” e .019” x.025”. Os bráquetes foram ajustados em 5 graus ou em 10 graus aos fios. Encontraram diferenças significativas nas forças de fricção estática entre os diferentes grupos revelando que não são todos os suportes que fornecem "a fricção reduzida," mesmo que os fabricantes os descrevam como tal.

CHIMENTI et al. (2005) avaliaram “*in vitro*” que o efeito das variações no tamanho das ligas elásticas na resistência de fricção estática geradas por mecanismos de deslizamentos sob circunstância seca e lubrificadas. Uma máquina foi usada para avaliar as forças de fricção estática de fios de aço inoxidável retangulares de calibre .019” x 0.025” pré-ajustados aos suportes com ligas elásticas de diferentes dimensões: pequeno, médio, e grande. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre as dimensões pequenas e médias, o que foi atribuída principalmente à espessura menor de ambas quando comparadas com as dimensões grandes. Os elastômeros lubrificadas geraram forças de fricção significativamente menores do que as não lubrificadas em elastômeros com dimensões diferentes. Os autores concluíram que a variação nas dimensões dos elastômeros pode influenciar a resistência de fricção estática gerada por mecânicas deslizantes.

AL-KHATIB et al. (2005) investigaram “*in vitro*” o coeficiente de fricção de fios de aço em condições de testes executados em ar e em diferentes soluções aquosas avaliando o efeito de tamanho e espessura dos fios sob as condições dos ambientes testados. Verificaram que em condições aquosas a fricção foi afetada na largura de arame de arco enquanto a espessura teve um

efeito limitado. Fios de aço inoxidável 0.018 " x 0.025 " apresentaram força friccional mais alta em relação aos fios de aço inoxidável 0.017" x 0.025". Concluíram que para todas as soluções aquosas foi encontrado um índice mais baixo de coeficiente de fricção quando comparado a testes executados em ar ambiente.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Foram analisados fios ortodônticos de aço da marca comercial Morelli<sup>R</sup> com secção retangular de 0,019" x 0,025" que, de acordo com o tempo de exposição dos fios, foram formados seis grupos de corpos de prova, cada um composto por cinco corpos de prova, conforme figura 01.



Figura 1 – Corpos de prova.

Para aferir os tempo utilizou-se de um cronômetro da marca comercial Herweg<sup>R</sup> modelo 8900, conforme figura 02 .



Figura 2 – Cronômetro Herweg<sup>R</sup> modelo 8900

## 4.2 Métodos

### 4.2.1 Preparo dos corpos de prova

Os fios da marca comercial (MORELLI<sup>®</sup>) foram seccionados com um alicate de corte diagonal (Dentaurum TM) 30 segmentos de fio de 30 mm de comprimento, totalizando 30 segmentos ao total. Utilizando-se um alicate 139 formou-se duas dobras de 90<sup>o</sup> graus em cada segmento de fio, de modo que o primeiro, o segundo e o terceiro lado de cada corpo de prova ficasse com 5 mm, 10 mm e 15 mm respectivamente, assemelhando-se ao desenho de um número sete.

#### 4.2.2 Regulagem do dispositivo de redução eletroquímica (anodizador)

Uma das cubas do anodizador (Metal-Vander), cuja capacidade total é de 250 ml, teve 50% da sua capacidade preenchida com ácido ortofosfórico 75%. A outra cuba foi preenchida com 125 ml de água e 2,5 gramas de bicarbonato de sódio, conforme figura 03.



Figura 3 – Anodizador Metal Vander

Com a chave seletora de potência do anodizador ligada na potência 3 de acordo com a recomendação do fabricante, iniciou-se o procedimento de redução eletroquímica dos corpos de prova.



### 4.2.3 Procedimento de redução eletroquímica

Os corpos de prova foram apreendidos um a um à garra do anodizador, submergindo inteiramente na cuba que contém ácido ortofosfórico 75%, o lado de 15 mm de cada corpo de prova. O grupo I foi submerso durante 10 segundos, o grupo II; 20 segundos, o grupo III; 30 segundos, o grupo IV; 45 segundos, o grupo V; 60 segundos e o grupo VI; 90 segundos, conforme figura 04. Após a redução eletroquímica dos corpos de prova os fios foram levados imediatamente à solução de bicarbonato de sódio para neutralizar o efeito do ácido.



Figura 4 – Corpo de prova imerso no ácido ortofosfórico 75%

#### 4.2.4 Procedimento de mensuração das dimensões dos corpos de prova (pré e pós-redução)

##### Pré-redução

Foram mensuradas as dimensões iniciais dos corpos de prova, antes da redução eletroquímica. Para isso utilizou-se de um Micrômetro Digital MDC-Lite da marca comercial (Mitutoyo), conforme figura 05. O maior lado do fio dos corpos de prova (lado com 15 mm) teve suas dimensões (altura e profundidade) mensuradas. O menor lado do fio dos corpos de prova (lado com 5 mm) foi apreendido com uma pinça Mathieu de forma que o lado maior (lado com 15 mm) do fio dos corpos de prova seja colocado entre as extremidades de mensuração do micrômetro. Quando as hastes de precisão tocaram o fio, o visor digital do micrômetro marcou a espessura inicial de uma das alturas. A outra altura foi mensurada da mesma forma que a primeira e anotadas em uma tabela de comparações.



Figura 5 - Micrômetro Digital MDC-Lite.

### **Pós-redução**

As dimensões do maior lado do fio dos corpos de prova (lado com 15 mm) foram mensuradas e anotadas em uma tabela de comparações após a redução eletroquímica, através do mesmo método utilizado para mensuração pré-redução dos corpos de prova.

### **4.3 Metodologia estatística**

De posse dos valores mensurados, estes foram avaliados estatisticamente e descritos no capítulo a seguir.

## 5. RESULTADOS

A média das medidas entre os seis grupos de corpos de prova analisados dos fios ortodônticos de aço da marca comercial Morelli® com secção retangular de 0,019” x 0,025” encontram-se registradas na tabela abaixo:

**Tabela 3 – Média entre os grupos de corpos de prova**

		<b>MEDIDA 1</b>	<b>MEDIDA 2</b>
GRUPO I	ANTES	0.4914	0.6478
	DEPOIS	0.4816	0.6256
	DIFERENÇA	0.0098	0.0222
GRUPO II	ANTES	0.496	0.6406
	DEPOIS	0.4682	0.613
	DIFERENÇA	0.0278	0.0276
GRUPO III	ANTES	0.4898	0.6404
	DEPOIS	0.4562	0.5978
	DIFERENÇA	0.0336	0.0426
GRUPO IV	ANTES	0.4886	0.6422
	DEPOIS	0.4322	0.5778
	DIFERENÇA	0.0564	0.0644
GRUPO V	ANTES	0.4894	0.6448
	DEPOIS	0.415	0.5596
	DIFERENÇA	0.0744	0.0852
GRUPO VI	ANTES	0.4916	0.6432
	DEPOIS	0.3846	0.5186
	DIFERENÇA	0.107	0.1246

A análise de variância para a medida 1 foi calculada e encontra-se na tabela abaixo:

**Tabela 4 – Análise de variância para a medida 1**

	<b>SS</b>	<b>Degr. of</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>GRUPOS</b>	0.031248	5	0.006250	138.216	0.000000
<b>Error</b>	0.001085	24	0.000045		

A análise de variância permite verificar que houve diferença significativa entre os grupos exceto entre os grupos 2 e 3 para os quais não foi registrado diferenças significativas, conforme é verificada na tabela abaixo.

**Tabela 5 – Diferença entre os grupos**

	GRUPOS	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
1	G I						
2	G II	0.003625*					
3	G III	0.000248*	0.747287				
4	G IV	0.000138*	0.000142*	0.000337*			
5	G V	0.000138*	0.000138*	0.000138*	0.003625*		
6	G VI	0.000138*	0.000138*	0.000138*	0.000138*	0.000138*	

A Análise de Variância para medida 2 encontra-se na tabela abaixo.

**Tabela 6 – Análise da variância para a medida 2**

	SS	Degr. Of	MS	F	P
<b>GRUPOS</b>	0.038008	5	0.007602	86.694	0.000000
<b>Error</b>	0.002104	24	0.000088		

Assim, registra-se haver diferença significativa entre os grupos. Exceto entre o GII com o GI e GIII.

**Tabela 7 – Diferenças entre os grupos**

	GRUPOS	G1	G2	G3	G4	G5	G6
1	G I						
2	G II	0.939706					
3	G III	0.022949*	0.154190				
4	G IV	0.000139*	0.000157*	0.013322*			
5	G V	0.000138*	0.000138*	0.000139*	0.019680*		
6	G VI	0.000138*	0.000138*	0.000138*	0.000138*	0.000144*	

## 6. DISCUSSÃO

A análise das características físicas dos fios ortodônticos é imprescindível para a sua adequada seleção durante as diversas etapas do tratamento ortodôntico. Assim, o profissional deve estar apto a selecionar a liga ortodôntica com base na força exercida por ela e a variação desta, de acordo com a liga metálica utilizada para serem aplicadas adequadamente em cada situação (BURSTONE, 1995).

A imensa quantidade de fios atualmente oferecidos ao ortodontista, torna a escolha do fio ideal um desafio. Recomenda-se então que para cada situação clínica seja necessário em primeiro lugar, selecionar o fio em relação à sua rigidez e depois considerar outros elementos, tais como: tamanho ou secção transversal do fio, elasticidade e custo (QUINTÃO, 1987; GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Além das diferentes ligas desenvolvidas para a confecção dos fios ortodônticos, várias novas configurações foram surgindo. Além do fio redondo, quadrado e retangular há os fios multitransados de variados tamanhos, forma e número (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Autores como QUINTÃO (1987); e GURGEL; RAMOS; KERR (2001) realçam a importância de se escolher corretamente um fio ortodôntico, devendo ser analisado conjuntamente os módulos de resiliência e de elasticidade. Uma vez que existe grande variação do limite elástico, da resiliência e do módulo de elasticidade para os diversos tipos de fios correntemente utilizados em ortodontia.

A fricção entre os fios do arco e o bráquete tem mostrado ser um importante fator no movimento ortodôntico do dente. A aspereza da superfície do fio do arco mostrou desenvolver um papel importante na contribuição da quantidade de fricção, assim como os modelos de bráquete e a técnica de ligação. No momento, os bráquetes ortodônticos são fabricados com vários tipos de materiais e vários graus de aspereza (BEDNAR; GRUENDEMAN; SANDRIK, 1991).

Outros autores como NIKOLAI (1985) relata a importância da mecânica ortodôntica. Segundo o autor, a aplicação de princípios e procedimentos de engenharia na avaliação dos efeitos da atuação de um aparelho ortodôntico é de grande valia que a combinação de mecânica e biologia dento-facial se faz

necessária para melhor compreensão da distribuição e transmissão de forças ortodônticas aos dentes e tecidos de suporte.

Em nossa conclusão esta investigação demonstra a importância de se levar em consideração às muitas variáveis que afetam a magnitude da força de retração necessária no movimento de deslize de um dente ou de um grupo de dentes. Não somente devemos considerar a largura do bráquete, o tamanho do fio e o Slot do bráquete, o processo de fabricação e o material usado no bráquete e na fabricação do fio como também o modo de ligação do fio e o material usado, mas também a magnitude de resistência e a aplicação de força.

A necessidade do ortodontista de usar as forças compatíveis biologicamente leves para o movimento do dente e a proteção do deslizamento de ancoragem deve incluir considerações da força friccional e a força de resistência em mecanismos de deslize. (YAMAGUCHI et al., 1996)

Por não haver na literatura indicação dos fabricantes de fios ortodônticos quanto ao melhor tempo para a redução eletroquímica e também nenhum estudo que se refira a redução eletroquímica de fios ortodônticos não é possível uma discussão em termos de comparação quanto aos resultados encontrados.

## 7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e na metodologia aqui utilizada, pode-se concluir que:

- a) É possível à quantidade da redução da espessura de fios ortodônticos retangulares (0,019" x 0,025") de aço da marca comercial Morelli® em função do tempo de exposição, por meio do processo eletroquímico (Anodização);
- b) De acordo com o tempo para redução eletroquímica indicado pelo fabricante do anodizador; que é de vinte segundos não corresponde com a quantidade ideal da diminuição da espessura para o fio testado; pois só houve uma redução significativa a partir de trinta segundos.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-KHATIB, S. et al. In vitro friction of stainless steel arch wire-bracket combinations in air and different aqueous solutions. **Orthod Craniofac Res.** v.8, n.2, p.96-105, may, 2005.

BARTON, L. Extra-oral force. **Am. J. Orthod.**, v. 40, p. 319-325, 1972.

BEDNAR, J. R.; GRUENDEMAN, G. W.; SANDRIK, J. L. A Comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires **Am. J. Orthod.**, v.100, p.513-22,1991.

BERGER, J. Self-ligation in the year **J Clin Orthod.** v. 34, n.2p. 74-81, feb., 2000.

BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D.; SCHUMACHER, H.A. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. **J Orfac Orthop/Fortschr Kieferorthop**, v.60, p.335-347, 1999.

BURSTONE, C. J. The segmented arch approach to space closure. **Am. J. Orthod.**, v.82, p.361-78, 1982.

CHIMENTI, C. et al. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. **Angle Orthod.** v.75, n.3, p. 421-5. may, 2005.

CORRER SOBRINHO, L. et al. Estudo comparativo da resistência à tração de soldas de prata e super micro ponto, utilizadas em ortodontia. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo.**, v.2, n.1, p. 51-7, Jan.-Jun., 1997.

EARNSHAW, R. Cobalt-chromium alloys in Dentistry. **Br Dent J**, v.101, n.3, p. 67-75. 1956.

FERREIRA, E. A. **Análise pelo método dos elementos finitos dos esforços gerados na mecânica de intrusão dos incisivos inferiores.** 2000. 118 p. Tese, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

GARNER, L. D.; ALLAI, W. W.; MOORE, B. K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire A **Am. J. Orthod.**, v. 90,n.3, p.199-203, sept. 1986.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios ortodônticos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul. / ago. 2001.

HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. . **Am J Orthod.** v.123, n.4, p. 416-22, apr. 2003.

HARARI, D. et al.; In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of reduced-friction brackets. **Am J Orthod.**, v.124, p.69-73, 2003.

HIXON, E. H. et al. On force an tooth movement. **Am J Orthod.** v.74, n.4, p.476-89, 1970.

HOLDAWAY, R. A. Bracket angulation as applied to the edgewise appliance. **Angle Orthodont.**, v.22, n.4, p.227- 36, 1952.

IRELAND, A. J.; MACDONALD, F.; SHERRIFF, M. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. **European Journal of Orthodontics.** v.13, p.322-328, 1991.

JARABAK, J. R. Development of a treatment plan in the lighth of men´s concepts of treatment objectives. **Am. J. Orthod.**, v.46, n.7, p.481-514, jul. 1960

KAPILA, S. et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod.** 1990 Aug; 98 (2):117-26.

KESLING, C. K. Differential anchorage na Edgewise applicance. **J. Clin. Othod.**, v.23, n.6, p.402-409, jun.1989.

KLUMP, J. P. et al. Elastic energy / stiffness ratios for selected orthodontic wires. . **Am J Orthod.**, v.106, p.588-96, 1994.

MELING, T; ODEGARRD, J.; MELING, T. Na evolution of the torsional moments develop in orthodontic applications. Na in vitro study. **Am J Orthod**, n. 104, p.392-400, 1994.

MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod**, v.90, n.1, p.1-10, jul. 1986.

MOORE, J. C.; WATTERS, N. E. Factors affecting tooth movement in sliding mechanics. **Eur J Orthod.**, v.15, p. 235-241, 1993.

NIKOLAI, R. J. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. . **Am J Orthod.**, v.68, n.3, p.290-302, 1985.

OUCHI, K. et al. The effects of retractions forces applied to the anterior segment of ortodontic arch wires: Differences in wire deflection with wire size.Tokio **Dent. Coll**, v.39, n.3, p.183-188, 1998.

PONCE, A. L. Q. Sistema de retração de canino com força baixa. **JBO** Jornal Brasileiro de Ortodontia & Ortopedia Facial, v.5, n.2, p.80-7, 2000.

QUINTÃO, C. C. **As propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em nsaios de tração.** Rio de Janeiro, 1987. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

RAJCICH, M. M.; SADOWSKY, C. Eficacia de las mecánicas intra-arco usando momentos diferenciales para alcanzar el control de anclaje en casos de extracción. **Journal of Orthopedics-Orthodontics and Pediatric Dentistry** v.4, n.2, p. 53-64.1999.

READ-WARD, G. E.; JONES, S. P.; DAVIES, E. H. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. **Br J Orthod.** v.24, n.4, p.309-17, Nov 1997.

REDLICH, M. et al. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. **Am J Orthod.** v.124. n.1. p. 69-73, jul. 2003.

ROSSATO, C.; MARTINS, D. R.; ALVES, M. E. A. F. Distalização do canino pelos métodos convencional e com "power arm" - Estudo fotoelástico das áreas de pressão. **Ortodontia**, v.16, n.2, p.5-11, 1983.

SCHUMACHER, H. A.; BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D. Arch-guided tooth movement--its dynamics, efficacy and side effects Fortschr Kieferorthop.; **J Orofac Orthop.** v.52, n.3, p. 141-52, jun. 1991.

STANNARD, J. G; GAU, J. M.; HANNA, M. A. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. . **Am J Orthod.** v 89, n. 6., p. 485-91. june, 1986.

SHIMIZU, R. H. et al. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para o fechamento de espaços **J. bras. ortodon. ortop. Facial**, v.7, n.41, p. 371-87, set. / out. 2002.

TANNE, K. et al. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. **Angle Orthod**, v. 61, n. 4, p.285-90, 1991.

TAYLOR, N. A.; ISON, K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. **Angle Orthod.**, v. 66, n. 3, p. 215-222, 1996.

THOMPSON, W. J. Combination anchorage technique: An update of current mechanics. . **Am J Orthod.** v. 93, n. 6, p. 363-79, 1988.

THORSTENSON, G. A.; KUSY, R. P. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. **Am J Orthod.** v.120, n.4, p.361-70, oct. 2001.

TWEED, C. H. The applications of the principles of the Edgewise arch in the treatment of malocclusion. II. **Angle Orthod.**, v.11, n.1, p.12-67, jan. 1941.

VANZIN, G. D. et al. Comparação do coeficiente de atrito estático entre bráquetes (metálicos e estéticos) e fios ortodônticos (aço inoxidável e níquel-titânio) **Rev. odonto ciênc.**, v.18, n. 41, p. 203-211, jul. / set. 2003.

VIEIRA, D. F. **Propriedades dos materiais odontológicos** (noções gerais). São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo; 1965.

YAMAGUCHI, K. et al. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.109, n.1, p.50-6, Jan 1996.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)